

# Method and apparatus for the three-dimensional representation and determination of prepared teeth

**Patent number:** EP0250993  
**Publication date:** 1988-01-07  
**Inventor:** BRANDESTINI MARCO DR SC TECHN  
**Applicant:** BRANDESTINI MARCO (CH); MORMANN WERNER H (CH)  
**Classification:**  
- **International:** A61C9/00  
- **European:** A61C13/00C1  
**Application number:** EP19870108531 19870612  
**Priority number(s):** CH19860002512 19860624

## Also published as:

US4837732 (A)  
JP63023656 (A)  
EP0250993 (A)  
CH672722 (A5)  
EP0250993 (B)

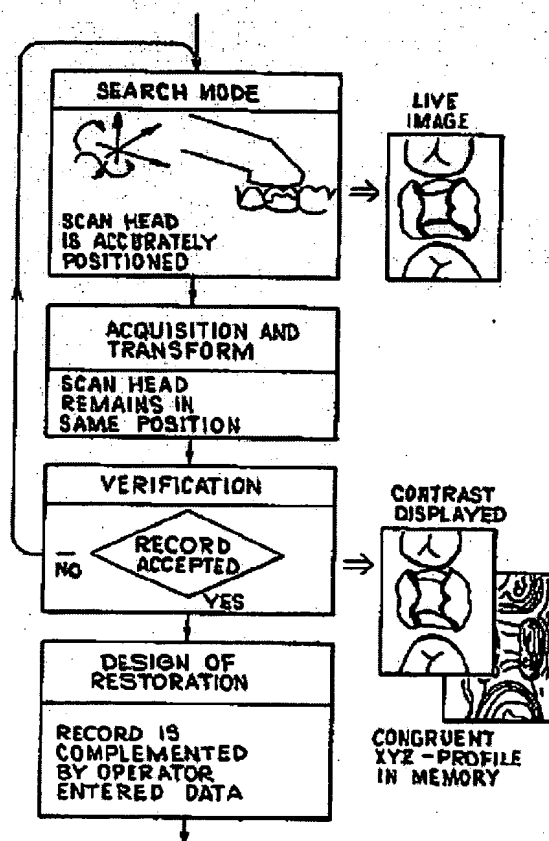
## Cited documents:

DE2936847  
US3861044  
US4575805  
EP0054785  
EP0040165

Report a data error he

Abstract not available for EP0250993  
Abstract of corresponding document: **US4837732**

The method provides a means for a dentist to record the shape in situ of teeth prepared for repair. During a search mode, a high resolution grey scale image is presented on a monitor. The scan head is positioned over the prepared cavity, using this visual feedback. A trigger initiates actual 3D data acquisition, which is accomplished in a fraction of a second using an active triangulation principle. The result is stored in congruent memory banks in the form of a 3D profile and a pseudoplastic grey scale image representing the back-scattered contrast. The pseudoplastic contrast image is displayed instantaneously on the monitor. The point to point relationship between the pseudoplastic grey scale image and the 3D profile allows use of the grey scale display as a drawing plane for operator data verification and editing. The contour lines defining the desired restorative implant appear as an overlay to the grey scale image, while the actual positional values of points on the contour lines are stored in and retrieved from the 3D profile. The contrast-derived pseudoplastic image not only provides higher intelligibility for the operator; but data processing algorithms can also make use for each image point of both sets of data, that is the 3D profile and the contrast image.



Data supplied from the *esp@cenet* database - Worldwide

**BEST AVAILABLE COPY**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

(19)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets

(11) Veröffentlichungsnummer:

**0 250 993**  
**A2**

(12)

# EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 87108531.2

(61) Int. Cl.<sup>3</sup>: A 61 C 9/00

(22) Anmeldetag: 12.06.87

(30) Priorität: 24.06.86 CH 2512/86

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
07.01.88 Patentblatt 88/1(84) Benannte Vertragsstaaten:  
AT BE DE FR GB IT NL SE(71) Anmelder: Brandestini, Marco, Dr.sc.techn.  
Gartenstrasse 10  
CH-8702 Zollikon(CH)

(84) Benannte Vertragsstaaten:

(71) Anmelder: Mörmann, Werner H., Dr.med.dent.  
Zweilackerstrasse 57  
CH-8053 Zürich(CH)

(84) Benannte Vertragsstaaten:

(72) Erfinder: Brandestini, Marco, Dr.sc.techn.  
Gartenstrasse 10  
CH-8702 Zollikon(CH)(72) Erfinder: Mörmann, Werner H., Dr.med.dent.  
Zweilackerstrasse 57  
CH-8053 Zürich(CH)(74) Vertreter: Blum, Rudolf Emil Ernst et al.  
c/o E. Blum & Co Patentanwälte Vorderberg 11  
CH-8044 Zürich(CH)

(84) Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung und Darstellung der dreidimensionalen Gestalt von präparierten Zähnen.

(67) Die Methode erlaubt es dem Zahnarzt, präparierte Zähne in der Mundhöhle auf einfache Weise räumlich zu erfassen und darzustellen.

In einer Suchphase, in welcher ein feinabgestuftes Videobild auf einem Monitor erscheint, wird die Mundkamera positioniert. Aus der gewünschten Aufnahmesstellung erfolgt unverzüglich die automatische räumliche Vermessung durch Aufprojektion eines Referenzmusters und Triangulation.

Neben der augenblicklichen Bestimmung des dreidimensionalen Reliefs wird gleichzeitig ein pseudoplastisches Kontrastbild ermittelt und auf dem Monitor dargestellt.

Die räumliche Deckung zwischen dem Kontrastbild und dem Relief gestattet es, die manuelle Formergänzung am Kontrastbild vorzunehmen, wobei anhand der als Relief gespeicherten Tiefendaten die räumliche Form in einem Bildspeicher aufgebaut wird. Die rechnergestützte Bildverarbeitung wertet ebenfalls die Kontrastinformation aus, indem die Tiefendaten durch den Kontrast gewichtet werden.

EP 0 250 993 A2

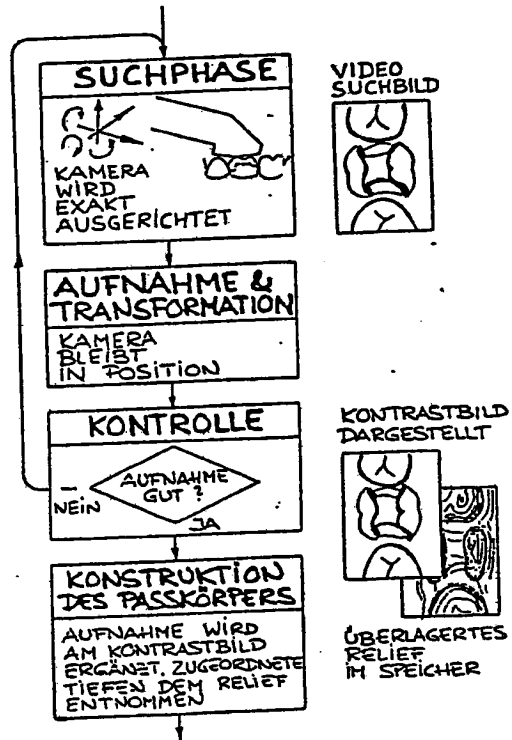


Fig 1.

-1-

Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung und  
Darstellung der dreidimensionalen Gestalt von  
präparierten Zähnen zu deren Rekonstruktion  
-----

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur  
räumlichen Aufnahme und Darstellung von Zähnen bzw. deren  
Präparationen und deren unmittelbare Nachbarschaft mittels  
einer Kamera für die Gewinnung von dreidimensionalen

10 Daten zur Herstellung eines Passkörpers sowie eine Vor-  
richtung zur Durchführung dieses Verfahrens. Solche Ver-  
fahren finden in der folgenden Situation Anwendung:

Der Zahnarzt präpariert einen kariösen Zahn  
derart, dass sich dieser mittels einer Einlagefüllung

15 (inlay, onlay) oder einer Krone in seiner Form und  
Funktion wiederherstellen lässt. Nachdem die entsprechende  
Präparation am befallenen Zahn vorgenommen ist, stellt  
sich das Problem der exakten, dreidimensionalen Vermessung  
der Präparation einschliesslich ihrer unmittelbaren Um-  
20 gebung.

Nach vollzogener Vermessung wird die Auf-  
nahme am Bildschirm ergänzt, um schliesslich mittels  
einer numerisch gesteuerten Werkzeugmaschine die gewünschte  
Rekonstruktion zu fertigen.

25 In den letzten Jahren wurden eine ganze An-  
zahl solcher Verfahren veröffentlicht. Im folgenden seien  
die wesentlichen kurz beschrieben:

-2-

Zuerst erwähnt wurde die Idee der Vermessung einer Zahnpräparation und deren Ergänzung in einem Bericht von B. Altschuler im November 71. Im darauf folgenden Report "An Introduction to Dental Laser Holography", USAF report SAM-TR-73-4 AD-758 191 (März 1973) findet sich auf Seite 10 folgender Gedankengang: "Mittels Laser Holographie gewonnene Zahn-Daten können eine Werkzeugmaschine steuern, um aus einem Goldblöckchen die inneren und äusseren Konturen einer passenden Krone zu fräsen".

Im Anschluss an dieses Dokument findet sich ein weiterer Bericht desselben Autors in "Laser Holography in Dentistry", Journal of Prosthetic Dentistry, vol 38, Nr. 4 aug.77 pp 216-225. Darin wird auf die Inlayversorgung hingewiesen und zugleich erwähnt, dass Prototypen eines solchen Apparates (Laser Holograph, Stereokomparator und NC Maschine) an der Brooks Air Force School of Medicine erprobt würden. Die praktisch gleiche Methode wurde etliche Jahre später von Dr. F. Duret in Europa zum Patent angemeldet (EP 0 040 165). Entsprechend dem fortgeschrittenen Stand der Technik gesellte sich dabei zum klassischen Hologramm noch die Methode der direkten interferometrischen Erfassung mittels Bildsensor, sowie die anschliessende, vollautomatische Formergänzung anhand von "a priori" Kenntnis bezüglich der Zahnmorphologie.

Eine weitere, frühe Beschreibung einer Rekonstruktionsmethode findet sich im US Patent von W.E. Swinson (US Pat. 3 861 044). Darin wird die optische Vermessung mit einer gewöhnlichen Kamera beschrieben - ein Verfahren, bei dem vieles unklar bleibt und das in der dargestellten Weise kaum durchführbar sein dürfte.

In einem Artikel von E.D. Rekow und A.G. Erdman, "Computer-Aided Automatic Production of Dental Restorations" Proceedings of the 4th Meeting of the Europ. Soc. of Biomechanics Davos, Swiss Research Institute,

p. 117ff, sind weitere Verfahren zur Gewinnung des "optischen Abdrucks" aufgelistet, insbesondere die stereometrische Auswertung eines Bildpaares, wie sie in der kartographischen Photogrammetrie allgemein Verwendung  
5 findet. Der Zahnarzt photographiert den präparierten Zahn mit einer Stereokamera und sendet anschliessend den Film oder das Sofortbild in ein zentrales Labor. Dort findet die Auswertung statt, die dann zur Steuerung der Maschine (ebenfalls im zentralen Labor) benützt wird.

10 Ein weiteres Verfahren beschreibt Dr. P. Heitlinger in der deutschen Offenlegungsschrift DE 29 36 847 A1. Bei dieser Methode wird über ein zahn-technisches Arbeitsmodell der Zahnstumpf stereoptisch erfasst, mittels Rechner die stereoptische Aufnahme aus-  
15 gewertet und dann in bekannter Weise weiterverarbeitet.

Schliesslich sei auf die veröffentlichten Patentschriften der Anmelder selbst hingewiesen, nämlich EP 0 054 785, sowie US Pat. 4 575 805. Die darin beschriebene Methode der Erfassung der Zahnpräparation durch auf-  
20 projiziertes Muster und Triangulation, und die interaktive Ergänzung der registrierten Daten durch den Zahnarzt am Bildschirm, liefern die beste und rascheste Grundlage zur Fertigung der Zahnrekonstruktion mit einer numerisch gesteuerten Werkzeugmaschine.

25 Aus den zitierten Veröffentlichungen ergibt sich zusammenfassend etwa folgender Arbeitsablauf:

1. Der Zahnarzt nimmt, direkt in der Mundhöhle, eine räumliche Vermessung des präparierten Zahnes vor.

30 2. Die registrierte Form der Präparation kann auf zweierlei Arten dargestellt werden - als Helligkeitscodiertes Relief - oder auf perspektivische Weise. Anhand einer dieser Darstellungen wird die Aufnahme kontrolliert und gegebenenfalls neu aufgenommen.

35 3. Anhand der dreidimensionalen Darstellung wird eine manuelle oder automatische Formergänzung

-4-

vorgenommen, mittels der sich auf einer Maschine der gewünschte Passkörper aus dem Vollen schliefen lässt.

Dabei stellen sich die folgenden, bisher ungelösten Probleme, die eine praxisgerechte, d.h. zeit- und kostensparende Durchführung dieses Ablaufs behindern. Die räumliche Vermessung kann nur unter bestimmten Bedingungen, insbesondere bei korrekt auf den präparierten Zahn ausgerichteter Kamera erfolgen. Die Einhaltung dieser Bedingungen ist bei den bekannten Methoden erst nachträglich, d.h. nach der Aufnahme und deren Auswertung verifizierbar. Dies ist im besten Fall mit langer Wartezeit verbunden oder es können gar mehreren Sitzungen nötig werden. Der Zahnarzt verfügt damit bei der räumlichen Vermessung des präparierten Zahns über kein direktes "feed-back", was diesen Vorgang wesentlich erschwert. Liegt dann das Vermessungsergebnis korrekt vor, so erfolgt gemäss dem oben Gesagten die Formergänzung, um die Konturen des gewünschten Passkörpers festzulegen. Hierfür ist bisher ebenfalls keine geeignete Darstellungsmöglichkeit der aufgenommenen Zahnpräparation beschrieben worden. Insbesondere eignen sich hierfür abstrakte, dreidimensionale Darstellungen schlecht, weil sie stark von dem Bild abweichen, das sich für den Zahnarzt von der Präparation visuell ergibt.

Es stellt sich damit die Aufgabe, ein Verfahren der eingangs genannten Art so zu verbessern, dass es praxisgerecht und nicht nur unter Laborbedingungen einsetzbar ist und insbesondere die oben erwähnten Nachteile nicht aufweist.

Das erfindungsgemässe Verfahren ist nun dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der geeigneten Aufnahmestellung der Kamera ein pseudoplastisches Video-Suchbild erzeugt wird und dass auf einen Auslösebefehl hin in der dem letzten Suchbild entsprechenden Stellung ein Standbild erzeugt wird, wobei die diesem Standbild entsprechenden Kontrast- und Tiefenwerte zu



jedem Bildpunkt bestimmt und für die weitere Bildverarbeitung gespeichert werden.

Dies erlaubt es dem Zahnarzt, präparierte Zähne in der Mundhöhle mittels einer einzigen Aufnahme  
5 räumlich zu erfassen und darzustellen.

In einer Suchphase, in welcher ein ungestörtes Videobild auf einem Monitor darstellbar ist, wird die Mundkamera positioniert. Unmittelbar anschliessend kann die räumliche Vermessung durch Aufprojektion eines  
10 Referenzmusters und Triangulation erfolgen.

Neben der augenblicklichen Bestimmung des dreidimensionalen Reliefs wird zusätzlich ein pseudoplastisches Kontrastbild ermittelt, das ebenfalls auf dem Monitor darstellbar ist.

15 Die Zuordnung Kontrastbild/Tiefenwerte erlaubt die manuelle Formergänzung am Kontrastbild, wonach anhand der gespeicherten Tiefendaten die räumliche Form in einem Rechner aufgebaut werden kann. Die rechnergestützte Bildverarbeitung kann sich der Kontrastinformation  
20 bedienen, um die Tiefendaten durch den Kontrast zu gewichten. Damit gelingt es, das eingangs erwähnte Verfahren hinsichtlich zweier, wesentlicher Aspekte zu verbessern:

1. Um sicher zu stellen, dass die räumliche Aufnahme auch in der richtigen Lage geschieht, so  
25 dass alle kritischen Partien registriert werden, steht dem Zahnarzt vor der räumlichen Vermessung, sozusagen als Einstellhilfe, ein Suchbild von bestmöglicher Qualität zur Verfügung. Durch diese Verbesserung wird  
30 das Arbeiten mit einem räumlichen Vermessungssystem stark erleichtert. Das bewegte Suchbild und die dreidimensionale Vermessung werden zeitlich derart kurz hintereinander vorgenommen, dass die Kamera zur Vermessung in der eingestellten Lage gehalten werden kann. Nach der eigentlichen  
35 Vermessung erscheint ferner augenblicklich eine Kontrollanzeige, so dass dem Zahnarzt der notwendige "feedback"

20      Figur 1      ein Flussdiagramm des verfahrensmässigen  
Ablaufs der Registrierung und Darstellung,  
25      Figur 2      die wesentlichen Komponenten der Aufnahme-  
kamera,  
30      Figur 3a      den Intensitätsverlauf eines Ausschnittes  
einer Bildsensorzeile während der ersten  
Aufnahmephase,  
35      Figur 3b      die Stellung, bei der das Referenzgitter  
um  $180^\circ$  verschoben wurde,  
40      Figur 3c      die Differenz zweier Teilbilder mit  
jeweils supplementärer Phasenlage,  
45      Figur 3d      die Differenz aus den Teilbildern mit  
dem Referenzmuster in der  $90^\circ$  resp.  $270^\circ$   
Phasenlage,  
50      Figur 4      ein Flüssigkristallelement, mit der dazu-  
gehörigen Ansteuerung, welches sich zur

zur Erzeugung der verschiedenen Phasen des Referenzgitters besonders eignet, Figur 5 ein Blockdiagramm der verwendeten Schaltung, die eine schnelle Transformation der aufgenommenen Teilbilder ermöglicht. Die zur Wandlung benützten Festwertspeicher sind im Detail hervorgehoben.

Bevor auf die einzelnen Aspekte im Detail eingegangen wird, soll zunächst anhand von Fig. 1 der Aufnahme- und Vermessungsvorgang übersichtsartig dargestellt werden.

Während einer dem Vermessungsvorgang vorangehenden Suchphase arbeitet das System zunächst im wesentlichen wie ein herkömmliches Videosystem. Die Zahnpartie, welche im Aufnahme Fenster erscheint, wird durch Abbildungsoptik und Sensor registriert und kann mit einer Bildfrequenz von z.B. 50Hz zur Darstellung gebracht werden, womit sich ein Standard-Fernsehbild ergibt. Der beobachtete Zahn wird allerdings durch die Kamera zum Zweck der räumlichen Vermessung beleuchtet und zwar mit einem gitterartigen Referenzmuster. Dieses Referenzmuster sollte jedoch nicht auch auf dem Suchbild erscheinen. Die erste Aufgabe besteht darin, das dem eigentlichen Bildinhalt überlagerte und störende Muster zu eliminieren. Wie das geschehen kann wird weiter unten, anhand der Figuren 3 und 4 erläutert.

Die Suchphase dient zur Auffindung der optimalen Bedingungen für die anschliessend erfolgende, dreidimensionale Aufnahme. Dabei gilt es zu beachten, dass die Belichtung richtig gewählt wird, d.h. die Dynamik des Sensors voll ausgesteuert wird. Eine genaue Passung der Rekonstruktion ist nur dann gewährleistet, wenn bereits bei der Aufnahme alle kritischen Partien abgebildet werden. Die Positionierung der Kamera in der Suchphase muss also so gewählt werden, dass sie mit der späteren Einschubachse des Passkörpers (Inlay etc.) übereinstimmt. Schliesslich

muss der Abstand Kamera zu Zahn so eingestellt werden,  
dass dieser gesamthaft scharf abgebildet wird. Alle  
diese Einstellungen nimmt der Zahnarzt in der Suchphase  
direkt am Patienten vor, ohne ihn durch zusätzliche Vor-  
5 richtungen in einer starren Lage zu fixieren - die Kamera  
soll von Hand in die Aufnahmelage gebracht werden.  
Um das Ausrichten der Kamera in allen räumlichen Frei-  
heitsgraden zu erleichtern, sind im Video-Suchbild  
Marken eingeblendet (Fenster, Fadenkreuz, mm-Teilung  
10 etc.).

Ist die gewünschte Einstellung gefunden,  
löst der Zahnarzt, z.B. durch ein Pedal, den eigentlichen  
Vermessungsvorgang aus.

Während dem Vermessungsvorgang wird das  
15 Referenzmuster in verschiedenen räumlichen Lagen auf die  
Zahnoberfläche projiziert. Die dabei entstehenden  
Bilder werden in einem Speicher festgehalten. Dies  
dauert insgesamt weniger als 1/5 Sekunde. Danach wird die  
abgespeicherte Information transformiert; auch dieser  
20 Schritt dauert weniger als 1/5 Sekunde.

Als Ergebnis  
der Transformation befinden sich im Speicher neue Daten,  
nämlich das Relief der Präparation (vgl. US Pat. 4 575 805)  
in Form von Tiefendaten zu jedem Bildpunkt und zusätz-  
25 lich ein Kontrastbild das unmittelbar zur Darstellung  
gelangen kann. Dieses Bild gleicht in seiner pseudo-  
plastischen Art dem Video-Suchbild und gestattet dadurch  
dem Zahnarzt eine sofortige Kontrolle der Aufnahme. Das  
Kontrastbild erscheint dem Zahnarzt als Standbild des  
30 letzten Video-Suchbilds, bei welchem er kurz zuvor  
den Vermessungsvorgang ausgelöst hat. Anhand dieses  
Standbilds kann der Zahnarzt sich vergewissern, ob die  
Aufnahme eine geeignete Grundlage für die nachfolgende  
Konstruktion des Passkörpers bildet. Wenn nicht, kann  
35 erneut eine Suchphase eingeleitet werden.

Heisst er jedoch die Aufnahme gut, so sind damit bereits auch sämtliche Daten von der räumlichen Gestalt der Zahnpräparation im Speicher vorhanden und es kann unverzüglich mit der Konstruktion des Passkörpers  
5 begonnen werden. Für diesen interaktiven Verfahrensschritt dient das erwähnte Kontrastbild als Konstruktionsgrundlage. Das Kontrastbild ist, wie die Erfahrung gezeigt hat, für den Zahnarzt weit besser interpretierbar als irgendeine abstrakte, nur auf Tiefendaten beruhende  
10 Darstellungsweise. Im Kontrastbild sind auch feine Linien enthalten, die Risse, Kanten und andere Merkmale charakterisieren. Anhand dieser zusätzlichen Dimension, die diese wesentlichen Merkmale vermitteln, kann der Zahnarzt beispielsweise eine auf der Höhe des Zahn-  
15 fleisches verlaufende Präparationsgrenze sicher identifizieren, welche sich anhand der Reliefdarstellung allein nicht erkennen liesse.

Der Speicher weist wie noch näher dargelegt wird, zwei überlagerte Speicherebenen "A" und "B" auf.  
20 Diese sind so organisiert, dass in der Ebene "A" das Kontrastbild liegt, welches zur Anzeige gelangt. In der für den Zahnarzt unsichtbaren Ebene "B" sind zu jedem Bildpunkt die zugehörigen Tiefenwerte (Z-Koordinaten) gespeichert. Während der Zahnarzt ausschliesslich anhand  
25 des ihm vertrauten, pseudoplastischen Kontrast-Bildes graphisch rekonstruktive Eingaben erarbeitet, entsteht in der Ebene "B" eine dreidimensionale Form, die aus Tiefendaten und den anhand der in Ebene "A" eingegebenen Grenzlinien besteht und die Grundlage für die automa-  
30 tische Herstellung eines entsprechenden Passkörpers bildet. Die Ebene "A" ist zu diesem Zweck mit einer zusätzlichen "overlay" Ebene ausgerüstet, welche die mittels Zeichenhilfe (Maus, Trackball etc.) eingegebenen Grenzlinien darstellt und auch speichert.

35 Ist auch die Konstruktionsphase abgeschlossen, so liegen im Speicher alle Daten vor, welche

-10-

die mittels Zeichenhilfe (Maus, Trackball etc.) eingegebenen Grenzlinien darstellt und auch speichert.

Ist auch die Konstruktionsphase abgeschlossen, so liegen im Speicher alle Daten vor, welche die Geometrie des Passkörpers bestimmen. Diese Daten werden zur Steuerung einer NC-Bearbeitungsmaschine verwendet, welche den Passkörper in wenigen Minuten aus dem Vollen schleift (vgl. EU-A-0182 098).

Nach dieser Uebersicht über den Verfahrens-  
ablauf soll nun zunächst anhand von Fig. 2 Aufbau und Funktion der Mundkamera näher erläutert werden. Die Kamera besitzt ein Gehäuse 1, das mit seiner äusseren Formgebung das Einführen der Kamera in den Mund des Patienten gestattet. Im Gehäuse ist eine Lichtquelle 2 untergebracht, vorzugsweise eine Licht emittierende Diode LED, welche im nahen Infrarotbereich arbeitet. Durch die LED wird über ein Kondensorglied 3 eine Maske 4 beleuchtet. Diese Maske kann entweder als klassisches Gitter, welches mechanisch bewegt wird ausgeführt sein. In diesem Fall ist die Maske 4 an einem Biegeelement 5 befestigt, mittels welchem sie senkrecht zum Strahlengang bewegt werden kann. Sie kann aber auch als Flüssigkristallzelle ausgeführt sein, welche ohne bewegte Teile auskommt wie anhand der Fig. 4 noch erläutert wird. In praktisch der gleichen Weise wie beim Diaprojektor wird das Referenzmuster so über ein Objektiv 8 auf die Zahnreihe 10 projiziert. Zur Trennung des Beleuchtungskanals und des Beobachtungskanals ist im Strahlengang eine Zweilochblende 7 und ein Strahlenteiler 6 vorgesehen, welche das von der Zahnreihe 10 zurückgestreute Licht geometrisch vom Beleuchtungskanal trennen und den Parallaxwinkel definieren, der für das räumliche Triangulationsverfahren ausschlaggebend ist. Ueber ein langgezogenes Prisma 9 mit angekitteter Feldlinse entsteht ein telezentrischer Strahlengang. Ein Bildsensor 11 empfängt das von den Zähnen zurückgestreute Licht und wandelt dieses in ein zeilengerastertes

Videosignal. Die Ansteuer- und Anpassnetzwerke, sofern nicht ausserhalb der Kamera, sind auf einem Print 12 untergebracht. Die Kamera ist durch ein mehradriges, elektrisches Kabel mit der Rechner- und Darstellungseinheit verbunden.

Anhand der Figuren 3a bis 3d wird nun das Verfahren der Suchbilddarstellung sowie der Tiefenmessung mit gleichzeitiger Kontrastbestimmung mittels Projektion des Referenzmusters erläutert.

Grundsätzlich eignen sich die verschiedensten Referenzmuster zur Durchführung des Vermessungsverfahrens. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wird von einem Streifenmuster ausgegangen, bei welchem die Streifen jeweils zur Hälfte schwarz (lichtundurchlässig) und zur Hälfte weiss (lichtdurchlässig) ausgebildet sind. Das Referenzmuster ist ferner periodisch. Die sog. Gitterperiode definiert, analog zu zeitlichen Signalen, das Intervall von einem Uebergang von schwarz auf weiss zum nächsten solchen Uebergang als  $360^\circ$ . Innerhalb einer solchen Periode kann dann sinngemäss von einer Phase geredet werden. So ist z.B. die Stelle des Uebergangs von weiss auf schwarz als  $180^\circ$  gekennzeichnet.

Wird dieses Referenzmuster, das zunächst einen rechteckigen Helligkeitsverlauf erzeugt, über das Abbildungsobjektiv auf die Zahnreihe geworfen und das entstandene Bild wieder durch das Abbildungsobjektiv auf dem Sensor abgebildet (vgl. Fig 2), so findet ein erheblicher Schärfenverlust statt. Dieser bewirkt, dass die Helligkeitskurve beim Empfang praktisch sinusförmigen Verlauf hat. Anhand dieser sinusförmigen Signale, die vom Bildsensor 11 registriert und gewandelt werden, betrachten wir nun die verschiedenen Aufnahmestadien. Angenommen, die Maske 4, welche das Referenzmuster erzeugt, steht fest im Raum, so detektiert der Sensor 11 die Helligkeitswerte gemäss Figur 3a. Die horizontale Achse 20 entspricht einem Ausschnitt aus einer Zeile des Bild-

sensors, bestehend aus mehreren Bildpunkten. Für jeden Bildpunkt  $x$  wird ein Wert  $H$  detektiert, der grundsätzlich der vom Zahn zurückgestreuten Helligkeit entspricht. In der Praxis treten aber eine Reihe von zusätzlichen Einflüssen auf, die die theoretischen Werte verfälschen und letztlich das Messresultat generell verschlechtern. Mit dem vorliegenden Verfahren gelingt es, diese Messfehler zu erkennen, zu klassieren und zu eliminieren, wie nachfolgend gezeigt wird.

10 Verbindet man die entlang einer Zeile von Bildpunkten gewonnenen Helligkeitswerte, so entsteht eine Kurve 22. Diese Kurve wird durch mehrere Faktoren moduliert. An erster Stelle erkennt man den durch das Streifenmuster erzeugte sinusförmige Verlauf. Wie bereits  
15 bekannt (US Pat 5 575 805), liegt in der Phase die Tiefeninformation. Die Auswertung dieser Tiefeninformation wird weiter hinten erläutert. Soll nun zunächst ein ungestörtes Video-Suchbild erzeugt werden, so stört diese Modulation, welche im Suchbild als Streifenmuster  
20 erscheinen würde. Bildet man in Fig 3a eine Enveloppe 23, die jeweils die Maxima der Kurve 22 verbindet, so ergibt diese Kurve den ungestörten Helligkeitsverlauf. Zur Erzeugung des ungestörten Suchbilds ist also die durch das projizierte Streifenmuster erzeugte Modulation zu  
25 entfernen, so dass nur die Enveloppe 23 verbleibt. Dies ist auf zwei Arten möglich:

Einerseits kann die Maske 4 aus dem Strahlengang entfernt werden, was in der Publikation "Marginale Adaptation von adhäsiven Porzellaninlays in vitro"  
30 (Schweiz. Mschr. Zahnmed. 95 1118 1985) durch physikalisches Entfernen der Gitterplatte geschah. Wird gemäss Fig 4 eine Flüssigkristallzelle als Maske eingesetzt, so erfolgt die Wegnahme auf elektronische Weise. Figur 4 zeigt eine Schnittdarstellung einer entsprechenden  
35 Flüssigkristallzelle. Zwischen zwei Glasplatten 40,41 wird in bekannter Weise ein Hohlraum gebildet, der mit



einer ebenfalls bekannten Flüssigkeit 42 gefüllt wird. Weitere Komponenten, die aus der herkömmlichen Technologie stammen, sind die beidseitig aufgeklebten Polarisationsfilter 43,44. Entsprechend der verwendeten Lichtquelle, die im nahen Infrarotbereich arbeitet, sind sowohl die Flüssigkeit als auch die Filter für diese Wellenlänge optimiert. Besonders an der beschriebenen Vorrichtung ist nun die Anordnung der Elektroden A,B,C und D beidseits des Hohlraums. Während auf der linken Seite die Elektroden A und B alternieren (A und B sind jeweils untereinander elektrisch verbunden), sind auf der rechten Seite C und D analog angeordnet, wobei die linken und rechten Paare zueinander um eine halbe Elektrodenbreite verschoben sind, wie aus der Abbildung ersichtlich ist.

An die insgesamt vier, nach aussen geführten Kontaktstellen werden nun Rechtecksignale 45 resp. 46 angelegt, welche gestatten, die zur Aufnahmesequenz gehörenden Phasenverschiebungen in Inkrementen von  $90^\circ$  zu erzeugen. Im gezeichneten Fall sind alle B Elektroden mit dem Signal 45 angeregt, die Elektroden A,C und D mit dem Signal 46. Wo sich gegenphasig angeregte Elektroden gegenüberstehen, richten sich im entstehenden Spannungsfeld die Kristalle so aus, dass mit den Filtern 43,44 kombiniert, eine Sperrung des Lichtes erfolgt. Die im Hohlraum dunkel gezeichneten Stellen sollen diesen Effekt veranschaulichen. Einander gegenüberstehende Elektroden, gleicher Anregung belassen die Flüssigkristalle in Ruhelage, d.h. das Licht tritt ungemindert durch. Zyklisches Vertauschen der Ansteuerung (immer eine Elektrodengruppe in Gegenphase zu den andern drei) gestattet es, das Gittermuster in der gewünschten Weise zu verschieben, ohne dass dabei mechanische Bewegungen auftreten. Diese Lösung garantiert eine präzise räumliche Phase des Referenzmusters. Ausserdem wird durch die Flüssigkristallzelle, welche fest in die Kamera eingebaut werden kann, die gesamte Kamera unempfindlicher auf Erschütterungen.

Auch der Suchphase wird auf elegante Weise Rechnung getragen. Wenn alle Elektroden mit der selben Phase angeregt werden, oder allgemein, sich auf dem selben Potential befinden, ist das Flüssigkristallelement strukturlos, wirft also keine störenden Streifen auf die  
5 Präparation.

Die zweite Art, das Referenzmuster zu eliminieren, besteht im "Verwischen" desselben. Der Bildsensor 11 arbeitet ja als Integrator, d.h. die auftretenden Lichtquanten werden über eine gewisse Zeit (40ms)  
10 aufsummiert, und die derart gewonnene Ladung durch einen Schiebebefehl in ein Ausleseregister transferiert. Wird das Streifenmuster mittels dem Biegeelement 5 derart bewegt, dass pro Integrationsperiode alle Punkte der  
15 Zahnoberfläche gleich viel Licht erhalten, so verschwindet das störende Muster durch Integration. In der Praxis empfiehlt es sich, das Gitter mit einer sinusförmigen Ansteuerung auszulenken, deren Amplitude  $\sqrt{2}$  mal der  
20 Periode des Referenzmusters entspricht. Das so erzeugte Bild wird als ungestörtes Video-Suchbild in der Suchphase verwendet.

Nachdem die Erzeugung des Suchbilds geklärt ist, soll nun die Erzeugung des Kontrastbilds sowie des zugehörigen Tiefenwerts (Z-Koordinate) erläutert  
25 werden. Neben der Enveloppe 23 ist hierfür auch die Kurve 24 in Fig 3a zu beachten. Sie vereinigt Streulicht (nicht direkt vom Zahn zurückgeworfen) und den Dunkelstrom des Sensors. Dieser Falschlichtanteil 24 ist zunächst zu  
30 eliminieren, da er für die Messung keinerlei nützliche Information beinhaltet. Die Differenz zwischen der oberen Enveloppe 23 und der Kurve 24, sozusagen der unteren Enveloppe, ergibt für jeden Bildpunkt x den Kontrast des  
aufprojizierten Musters. Die Erzeugung eines solchen Kontrastbildes erlaubt es, Fehler im Bildsensor 11 sowie  
35 störende Lichtreflexe auf Zähnen und Zahnfleisch zu eliminieren.

Die Stelle 25 soll z.B. den Fall eines "blinden" Bildpunkts des Sensors 11 veranschaulichen. Durch Verunreinigungen, sowie die engen Toleranzanforderungen bei der Halbleiterfertigung kommt es häufig vor, dass einzelne Elemente (Bildpunkte) aber auch Gruppen bis ganze Spalten unkontrollierbare Werte abgeben. Sensoren, die frei von solchen Fehlern sind, sind in der Regel sehr kostspielig. An der Stelle 26 befindet sich andererseits eine Glanzstelle (Reflex) des Zahns oder Zahnfleisches, welche den Sensor übersteuert. Dies kann so störend ausfallen, dass der Zahnarzt schon in der Suchphase das Problem erkennt und z.B. durch Mattieren beseitigt. Die Stelle kann aber auch örtlich klein sein und doch die Messwerte beeinflussen, weil die Dynamik des Sensors oder des nachfolgenden Analog/Digitalwandlers nicht ausreicht. Anhand der Fig 3b und 3c wird nun erläutert, auf welche Weise durch Erzeugung eines Kontrastbilds solche Fehler eliminiert werden können.

Verfolgen wir zunächst in Fig 3b, wie die Aufnahmesequenz weiterläuft: Lassen wir das Referenzmuster sich soweit verschieben, dass wo im Bild 3a die hellen Partien jetzt die dunklen liegen und umgekehrt, was einer Verschiebung von  $180^\circ$  also einer halben Periode entspricht. Dann zeigt sich folgende Situation (die gleiche Stelle auf der Zahnoberfläche sei bei gleicher Beleuchtung abgebildet): Die Helligkeitskurve 27 hat sich bezüglich der Ausgangslage ebenfalls um  $180^\circ$  verschoben. Die Enveloppe 23 und der Falschlichtanteil 24 sind jedoch gleich geblieben. Auch die Zonen des blinden Sensorelements und des Reflexes 25,26 sind im wesentlichen unverändert. Eine Subtraktion der beiden Signale von Fig 3a und Fig 3b eliminiert demzufolge den Anteil 24 vollständig. Die Subtraktion an den Stellen 25,26 ergibt beide Male den Wert null.

Figur 3c zeigt das so gebildete Differenzsignal 28 entlang dem betrachteten Abschnitt, wie es nun

im Speicher steht. Der Verlauf des Differenzsignals 28 gleicht der ursprünglichen Kurve 22, wobei sich die Amplitude verdoppelt hat und das Signal bipolar geworden ist, d.h. es bewegt sich beidseits der Nulllinie. Die durch Subtraktion gewonnene Kurve 28 lässt sich ebenfalls durch eine Enveloppe umfassen. Im positiven Bereich ist dies die Kurve 29, im negativen die Kurve 30, welche symmetrisch zu 29 verläuft. Diese Kurven beschreiben nicht wie in Figur 3a die lokale Helligkeit, sondern den Kontrast. Der Kontrast bezeichnet die Differenz zwischen der an jedem Punkt erscheinenden Helligkeit bei maximaler Beleuchtung (Referenzmuster durchlässig) und der minimalen Beleuchtung (Referenzmuster undurchlässig). Während das Helligkeitssignal des Video-Suchbildes durch einen erheblichen Anteil Störinformation verfälscht ist, beinhaltet das Kontrastsignal alle zur Tiefenmessung relevanten Daten.

Anhand von Figur 3d soll nun noch gezeigt werden, wie aus der Situation gemäss Fig 3c und Fig 3d schliesslich die geforderte Tiefenmessung und die Bestimmung des Kontrasts abgeleitet wird.

Macht man in analoger Weise zu den in den Figuren 3a und 3b gezeigten Lagen, je eine Aufnahme mit der Phase  $90^\circ$  und  $270^\circ$  und subtrahiert die beiden voneinander, so entsteht der in Figur 3d skizzierte Verlauf. Umhüllt von den selben Enveloppen 29,30 erscheint das bipolare Signal 31, welches gegenüber dem Differenzsignal 28 einen Gangunterschied von  $90^\circ$  aufweist. Betrachten wir diese zwei Signale als den Real- und Imaginärteil der komplexen Ortsfrequenz, wie dies im US Pat 4 575 805 beschrieben wird. Durch die Operation:

$$\theta = \arctan \frac{Im}{Re} \quad /: \text{sign} ( Im ) \quad \text{wird}$$

aus dem Wertepaar, das durch die zwei Signale zu jedem Bildpunkt x gebildet wird, eine "Phase" errechnet. Diese "Phase" ist ein Mass für die Tiefenlage jedes Bildpunkts x. Zusätzlich kann aus demselben Wertepaar mittels der Funktion

$$K = \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2}$$

nun aber auch der Kontrast für jeden Bildpunkt ermittelt werden, der im wesentlichen der in Fig 3c und 3d dargestellten Envelope 29 entspricht. Durch diese Erweiterung erhält man mittels der Kontrastbestimmung eine Aussage über die Gewichtung eines jeden Bildpunktes, d.h. ein Gütekriterium betreffend die errechnete Tiefe. Ferner gestattet die Kontrastbestimmung ohne Einbusse an Auflösung (Verschmieren des Bildes) eine Darstellung der geforderten, feingliedrigen, zur Beurteilung unerlässlichen Details.

Zur Gewichtung: Da das System mit quantisierten Daten arbeitet, ist es einleuchtend, dass mit der Verkleinerung des Kontrasts (steile Wände, Schattenpartien) die Quantisierung immer gröber wird und die errechnete Tiefe mit stets schlechterer Auflösung ermittelt werden kann. Andererseits grenzen an alle dunklen (kontrastarmen) Partien auch wieder hellere an, so dass eine Interpolation im Bereich der dunklen Zonen die Daten statistisch verbessern kann. Nehmen wir an, dass alle Tiefenwerte mit der selben Gewichtung berücksichtigt würden, wie dies der Fall wäre, wenn die Kontrastinformation fehlte, so könnte die besagte Datenverbesserung nicht vorgenommen werden. Die Gewichtung erlaubt es, auch die bereits erläuterten Störeinflüsse zu berücksichtigen, was anhand des blinden Elementes und des Reflexes erläutert sei: Wie wir gesehen haben, ergibt die Subtraktion in beiden Fällen null, und zwar sowohl für den Realteil 28, als auch für den Imaginärteil 31. Offensichtlich ergibt die Auswertung an dieser Stelle keine sinnvollen Resultate. Neu ist aber die Möglichkeit durch Gewichtung, in diesem Falle Kontrast gleich null, dieser Situation auf elegante Weise Rechnung zu tragen. Als einfachste Möglichkeit sei auf die Schwellendiskrimination hingewiesen. Alle Punkte, die einen Kontrast

bestimmter Grösse nicht überschreiten, werden als "Ausreisser" taxiert und von der Weiterverarbeitung ausgeschlossen. Dieses einfache Beispiel demonstriert die Leistungsfähigkeit der kombinierten Tiefen-/Kontrastbestimmung.

Das zur Durchführung der anhand der Figur 3 gezeigten Schritte erforderliche Speicher- und Rechenwerk ist in der Figur 5 abgebildet. Dabei wird zur Vereinfachung auf die Darstellung der äusseren Zu- und Wegleitungen verzichtet. Diese dienen dem Zugriff des Prozessors (der zentralen Recheneinheit) auf jeden Punkt der Speicherebenen "A" und "B".

Die diagrammatisch dargestellte Anordnung bietet folgende Betriebszustände: Suchphase, Aufnahme eines Helligkeitsbildes ("A" oder "B"), Aufnahme mit gleichzeitiger Differenzbildung ("A" oder "B") und Transformation zur Gewinnung von Tiefe und Kontrast.

In der Suchphase (Referenzmuster synchron bewegt oder abgeschaltet) gelangt das Helligkeitssignal vom Bildsensor 50 über einen Analog/Digital Wandler 51 zu einem Addierer 52. Auf dem zweiten Eingang des Addierers erscheint der durch einen Multiplexer 53 gewählte Kanal, in diesem Betriebszustand null, wie durch das Erdsymbol angedeutet. Das somit unveränderte Signal wird mittels einer Schreibelogik 60 und einem Adressgenerator 61 in die Bildebene "A" 54 abgespeichert. Der Adressgenerator erzeugt horizontale und vertikale Adresssignale, die die entsprechenden Speicherplätze ansteuern. Mittels ähnlichen Signalen wird auch der Bildsensor 50 ausgelesen. Gleichzeitig wird ein Synchronisationssignal 62 generiert, das zu einem Bildschirm 56 gelangt. Das laufend aus dem Speicher gelesene Signal läuft über einen D/A Wandler 63 zum Bildschirm, so dass eine laufende Anzeige des Speichers "A" geschieht. Ist diese Speicherebene zusätzlich mit einem "Overlay" ausgerüstet, welches vom Prozessor beschrieben werden kann,

lassen sich dem Suchbild beliebige Marken (Fadenkreuz, mm Teilung etc. überlagern).

Neben den rein geometrischen Marken ist es auch möglich, Konturen von Zähnen, die in einer früheren Aufnahme vermessen wurden, einzublenden. Dadurch können zeitlich nacheinander liegende Aufnahmen räumlich zusammengefügt werden. Z.B. kann eine Krone an die kombinierte, ausgerichtete Aufnahme des Zahnstumpfs einerseits und einer Aufnahme der mit Wachs modellierten Okklusalpartie (Bissfläche) andererseits angepasst werden. In gleicher Weise können auch Brücken aus mehreren Gliedern, die nicht alle ins Aufnahmefenster passen, zur Konstruktion lagerichtig in mehreren Teilen aufgenommen werden. Durch dieses Ausrichten der Aufnahmen im Suchbild entfällt eine anschliessende, rechnerische Koordinatentransformation, die mit grossem Aufwand und Rundungsfehlern verbunden ist.

Wird nun vom Zahnarzt die Aufnahme ausgelöst, so geschieht folgendes: Das Referenzmuster wird in die erste Phasenlage  $0^\circ$  gebracht. Während eines Bildes liefert der A/D Wandler die Helligkeit (Kurve 22 Figur 3a). Diese wird, wie in der Suchphase, direkt in die Speicherebene "A" geschrieben. Für das nun folgende Bildintervall hat sich das Gitter in die  $90^\circ$  Lage verschoben, und die entsprechenden Helligkeitswerte gelangen in die Speicherebene "B". Der Multiplexer liefert immer noch den Ausgang null.

Beim dritten Bildintervall wird nun der Rückführungspfad geöffnet, womit der invertierte Ausgang der Ebene "A" am zweiten Eingang des Addierers erscheint. Auf diese Weise wird die Differenz  $180^\circ - 0^\circ$  direkt in die Ebene "A" geschrieben. Dieser Vorgang wird als "read-modify-write" Operation beschrieben.

Hat das Gitter schliesslich die Phase  $270^\circ$  erreicht, so kann die Differenz  $270^\circ - 90^\circ$  in die "B" Ebene geschrieben werden.

Die eigentliche Aufnahme ist nun fertig, die Lichtquelle, der Sensor und der A/D Wandler werden abgeschaltet. In der Speicherebene "A" befindet sich nun das Differenzsignal 28 der Phasen  $0^\circ$  und  $180^\circ$  (Fig 3c) und in  
 5 der Speicherebene "B" das Differenzsignal 31 der Phasen  $90^\circ$  und  $270^\circ$  (Fig 3d), welche wie erläutert, als Imaginärteil Im und Realteil RE einer komplexen Zahl aufgefasst werden.

Nun erfolgt die Transformation dieser Daten zu  
 10 den Kontrast- bzw. Tiefendaten K und  $\theta$ . Während dieser Transformation wird zu jedem Bildpunkt aus dem gespeicherten Werkpaar Im, Re ein neues Datenpaar K,  $\theta$  gebildet. In ROM-Speichern 57,58 sind hierfür die entsprechenden Funktionen:

$$\begin{aligned} 15 \quad \theta &= \arctan \frac{\text{Im}}{\text{Re}} \Big| : \text{sign}(\text{Im}) \\ K &= \sqrt{\text{Re}^2 + \text{Im}^2} \end{aligned}$$

tabellarisch fest gespeichert.

Der Adressgenerator liest nun abwechselungs-  
 20 weise einen Punkt aus der Ebene "A" und einen aus der Ebene "B", so dass an der ROM-Tabelleneinheit 57,58 immer ein komplexes Paar am Eingang steht. Beim Lesen des nächsten Punktes aus "A" steht ausgangs der Tabelle 58  
 25 der Kontrast, der im selben Zugriff in die soeben gelesene Speicherzelle geschrieben wird. Beim Lesen des Punktes aus der "B" Ebene sorgt der Multiplexer 53 dafür, dass diesmal die Tiefe (Phase) in die Zelle der Ebene "B" zurückgeschrieben wird. Da sich diese Transformation  
 30 direkt im Speicher, und nicht über die zentrale Recheneinheit, durchführen lässt, steht das Kontrastbild nach ca. 100 Millisekunden im Speicher, wird somit augenblicklich am Monitor 56 dargestellt.

Damit steht das Kontrastbild als Standbild  
 35 in der bereits erläuterten Art für die Konstruktion der Passkörperform durch den Zahnarzt zur Verfügung. Kongruent



dazu sind die Tiefendaten abgespeichert, welche dem Rechner gestatten, die entsprechende Raumform des Passkörpers zu bestimmen und so die genannte Bearbeitungsmaschine anzusteuern.

- 5                   Das beschriebene, erfindungsgemässe Vorgehen gestattet es, den an sich komplexen Aufnahme- und Vermessungsvorgang des präparierten Zahns zum Zweck der Konstruktion eines Passkörpers praxisgerecht auszuführen. Dem Zahnarzt liegen insbesondere nur solche
- 10 Darstellungen als Grundlage für seine Entscheidungen und für die Konstruktion des Passkörpers vor, wie er sie aus herkömmlichen Zahnbehandlungen kennt und zu interpretieren versteht. Diese praxisnahe Darstellung lässt sich durch das erfindungsgemässe Vorgehen direkt
- 15 und ohne zu grossen Rechenaufwand mit dem Vermessungsvorgang kombinieren. Der geringe Rechenaufwand ermöglicht einen Arbeitsablauf unter Echtzeitbedingungen und ohne Unterbrüche, welche sowohl für den Zahnarzt als auch den Patienten störend in Erscheinung treten würden. Un-
- 20 mittelbar an die Suchphase anschliessend und basierend auf der gleichen Ansicht der Zahnpräparation kann auf dem stehenden Kontrastbild in kurzer Zeit die Konstruktion des Passkörpers durch manuelle Formergänzung desselben vorgenommen werden. Die rechnergestützte Bildverarbeitung
- 25 wertet die Kontrastinformation ebenfalls aus, indem die gespeicherten Tiefendaten durch den Kontrast gewichtet werden.

P a t e n t a n s p r ü c h e

1. Verfahren zur räumlichen Aufnahme und  
5 Darstellung von Zähnen bzw. deren Präparationen und  
deren unmittelbare Nachbarschaft mittels einer Kamera für  
die Gewinnung von dreidimensionalen Daten zur Herstellung  
eines Passkörpers, dadurch gekennzeichnet, dass zur Be-  
stimmung der geeigneten Aufnahmestellung der Kamera ein  
10 Video-Suchbild erzeugt wird und dass  
auf einen Auslösebefehl hin in der dem letzten Suchbild  
entsprechenden Stellung ein Standbild erzeugt wird, wobei  
die diesem Standbild entsprechenden Kontrast- und Tiefen-  
werte zu jedem Bildpunkt bestimmt und für die weitere  
15 Bildverarbeitung gespeichert werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch  
gekennzeichnet, dass als Standbild die Kontrastwerte zu  
jedem Bildpunkt abgebildet werden, um eine pseudo-  
plastische Darstellung der Präparation zu erzeugen.

20 3. Verfahren nach einem der voran-  
gehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Video-  
suchbild kamerafeste Markierungen eingeblendet werden, um  
die Aufnahme durch die Wahl einer geeigneten Aufnahme-  
stellung auf gespeicherte Bilddaten räumlich auszurichten.

25 4. Verfahren nach einem der voran-  
gehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das  
Standbild als Zeichenebene für die Konstruktion der Pass-  
körperkonturen mit Hilfe von elektronischen Zeichen-  
mitteln verwendet wird, wobei diese Konturen auf Grund  
30 der Zuordnung der Bildpunkte des Standbilds zu ent-  
sprechenden Tiefenwerten zu dreidimensionalen Konturdaten  
erweitert werden.

5. Verfahren nach einem der vorangehenden  
Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Tiefenwerte  
35 mit Hilfe der zugehörigen Kontrastwerte für die Weiterver-

arbeitung gewichtet werden.

5 6. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche, wobei anhand eines aufprojizierten Referenzmusters die Präparation räumlich vermessbar ist, gekennzeichnet durch eine Vorrichtung (4,5; 40-44), mittels welcher das Video-Suchbild mit der Kamera (1-13) so aufgenommen wird, dass es auf einem Bildschirm (56) ohne das Referenzmuster darstellbar ist sowie durch eine Schaltung (50-63) zur Ermittlung und Speicherung der dem zuletzt dargestellten Video-Suchbild entsprechenden Tiefenwerte zu jedem Bildpunkt.

15 7. Vorrichtung nach Anspruch 6, gekennzeichnet durch eine Recheneinheit (52-55,57,58), mittels welcher auf einen Auslösebefehl hin ein zum letzten Video-Suchbild deckungsgleiches, stehendes Kontrastbild erzeugbar, speicherbar und auf dem Bildschirm (56) darstellbar ist.

20 8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit (52-55,57,58) derart ausgebildet ist, dass das Kontrastbild aus mehreren, zeitlich aufeinanderfolgenden Aufnahmen mit verschobenem Referenzmuster erzeugbar ist, um Streulicht und andere Störungen zu eliminieren, wobei das Kontrastbild deckungsgleich zu einem aus den Tiefenwerten gebildeten Relief ist.

25 9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 und 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Recheneinheit auf zwei Speicherebenen (54,55) zugreift, deren Speicherplätze je einem Bildpunkt entsprechen, wobei in der einen Speicherebene das Kontrastbild, in der anderen Speicherebene die zugehörigen Tiefenwerte speicherbar sind.

30 10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass Mittel zur manuellen Eingabe und Speicherung der kamerafesten Markierung bzw. Konturen vorhanden sind, die dadurch den Bildebenen überlagert sind.

11. Vorrichtung nach Anspruch 9 oder 10,  
wobei eine, in den Strahlengang der Kamera eingefügte  
optische Einrichtung (2-5,40-44) zur Erzeugung des  
Licht-/Schatten-Referenzmusters auf der aufzunehmenden  
5 Präparation und eine optische Anordnung (7-9,11) zur Ab-  
bildung derselben auf einen Bildsensor (11) vorgesehen  
sind, dadurch gekennzeichnet, dass mittels des Bild-  
sensors (11) auf einen Auslösebefehl hin, jeweils bei  
räumlich verschiedener Lage des Musters, ein Helligkeits-  
10 bild detektierbar und jedes Helligkeitsbild in einer  
Speicherebene (54,55) speicherbar ist, wobei aus den ge-  
speicherten Helligkeitswerten mittels einer Schaltung  
(50-63) durch Transformation jeweils ein Wertepaar zu  
jedem Bildpunkt erzeugbar ist, dessen einer Wert den  
15 Abstand (z) des Bildpunktes zu einer Referenzebene und  
dessen anderer Wert die lokale Kontrastamplitude bein-  
hältet.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche  
6-11, wobei das Licht-/Schatten-Referenzmuster mittels  
20 einer im Strahlengang bewegbar angeordneten Maske erzeug-  
bar ist, dadurch gekennzeichnet, dass zur Erzeugung des  
Video-Suchbildes die Maske (4) synchron zur Bildauf-  
nahmefrequenz bewegbar ist, so dass das Muster durch  
Integration verschwindet.

25 13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche  
6 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Licht-/Schatten-  
Referenzmuster durch eine Flüssigkristallzelle (40-44)  
erzeugbar ist, die während der Erzeugung des Video-Such-  
bildes lichtdurchlässig geschaltet ist.

30 14. Vorrichtung nach Anspruch 11 oder 13,  
wobei das Referenzmuster durch eine Flüssigkristallzelle  
erzeugt wird, dadurch gekennzeichnet, dass die Flüssig-  
kristallzelle (40-44) ein Elektrodenmuster aufweist,  
mittels welchem das Licht-/Schattenmuster um Bruchteile  
35 seiner Periode verschiebbar ist.

1/4

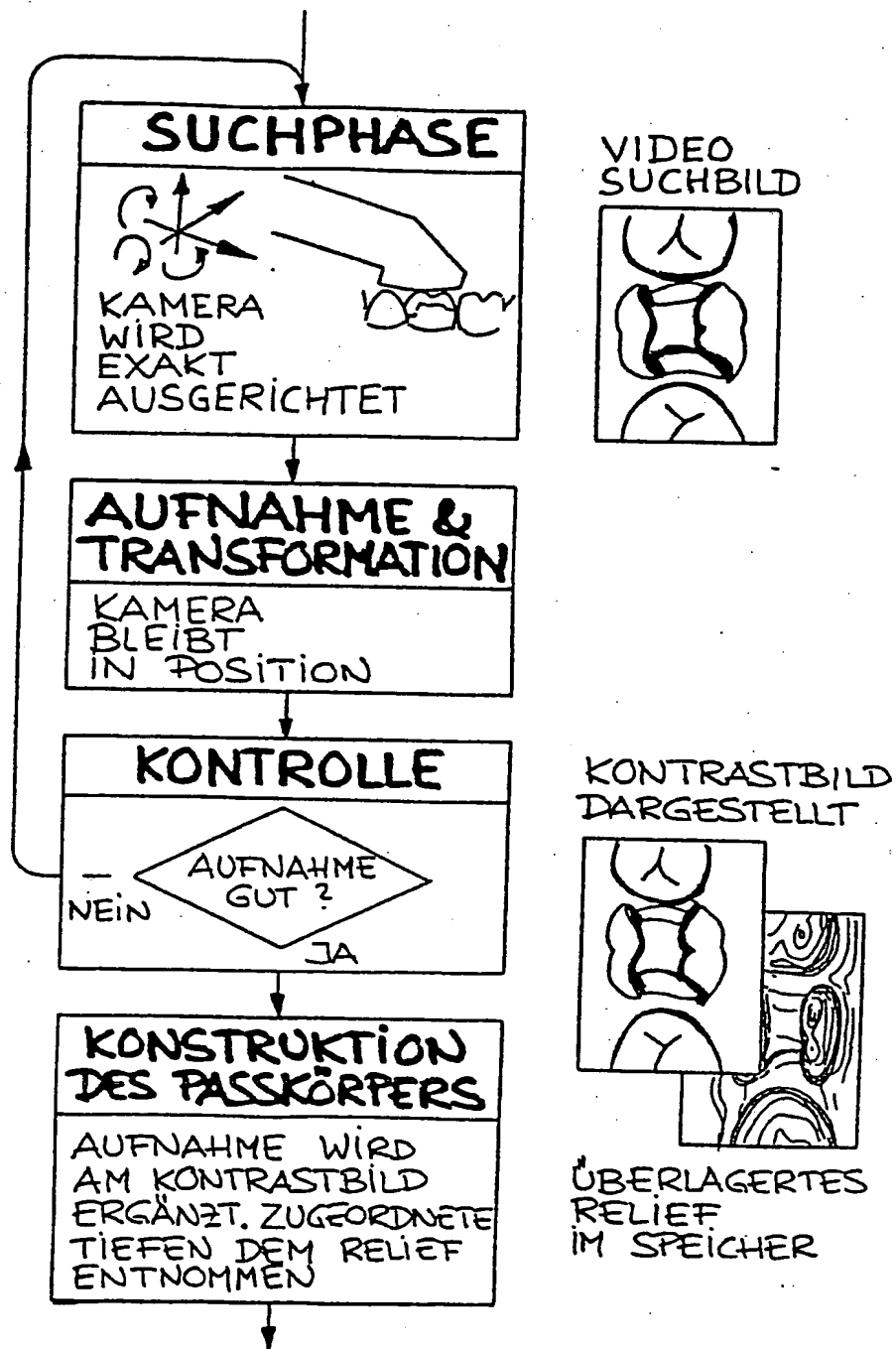


Fig 1.

(HAUPTDARSTELLUNG)

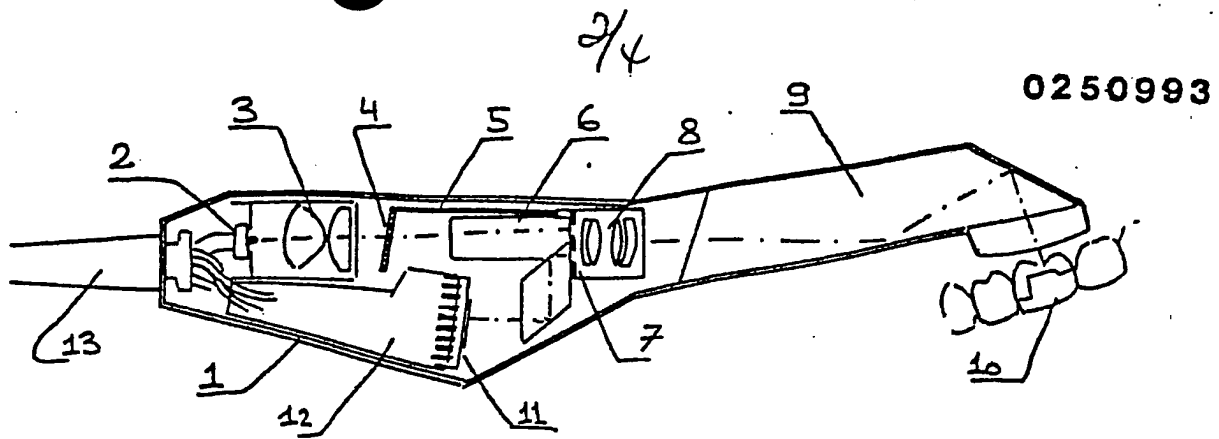


Fig. 2

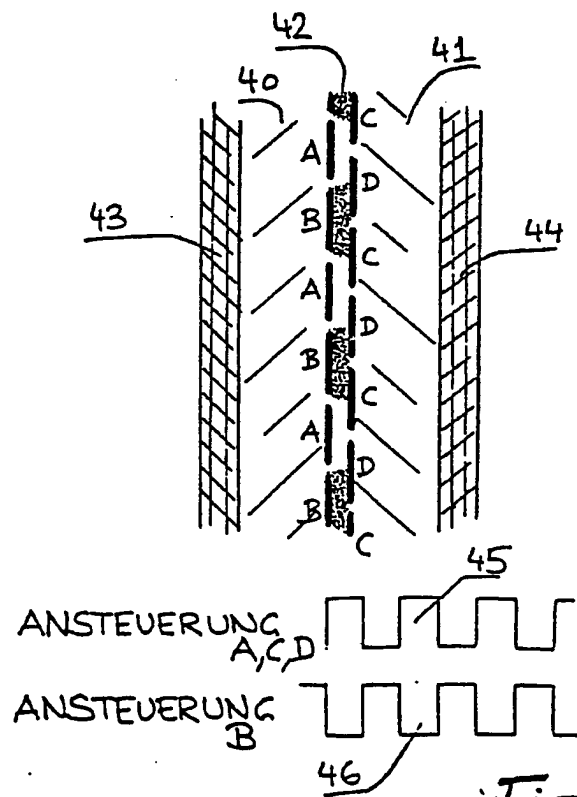
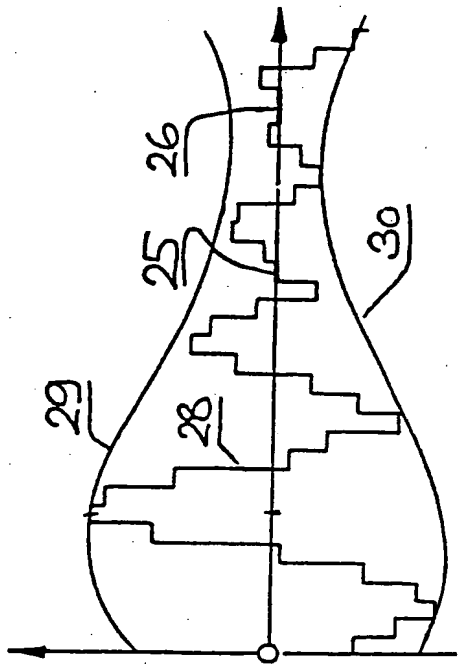


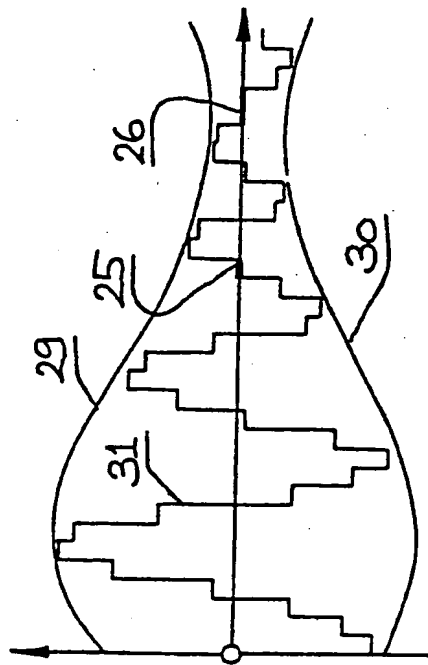
Fig 4.

2/4

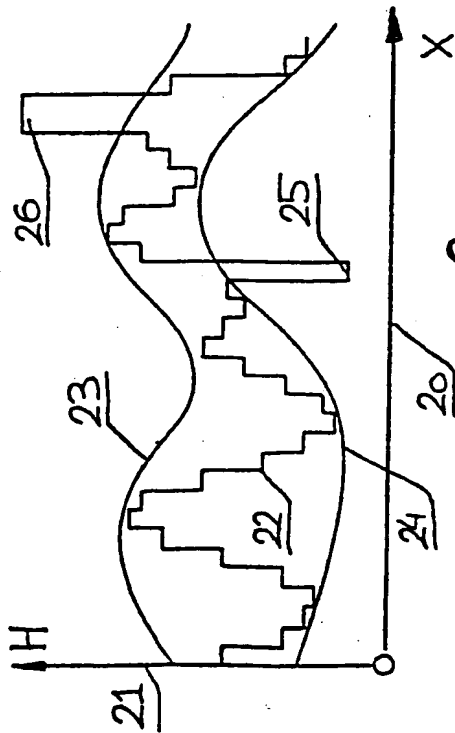
0250993



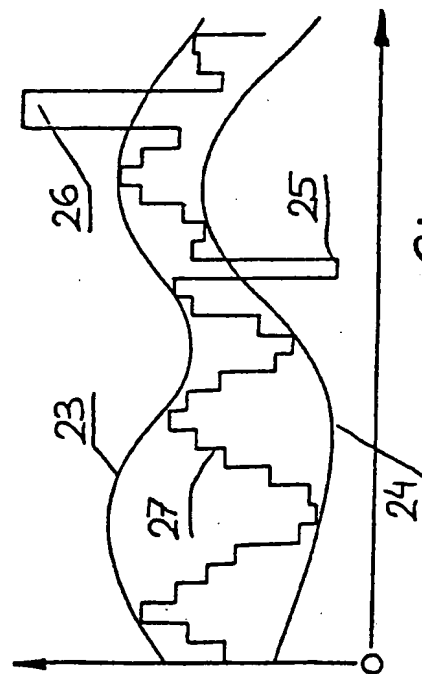
3c



3d



3a



3b

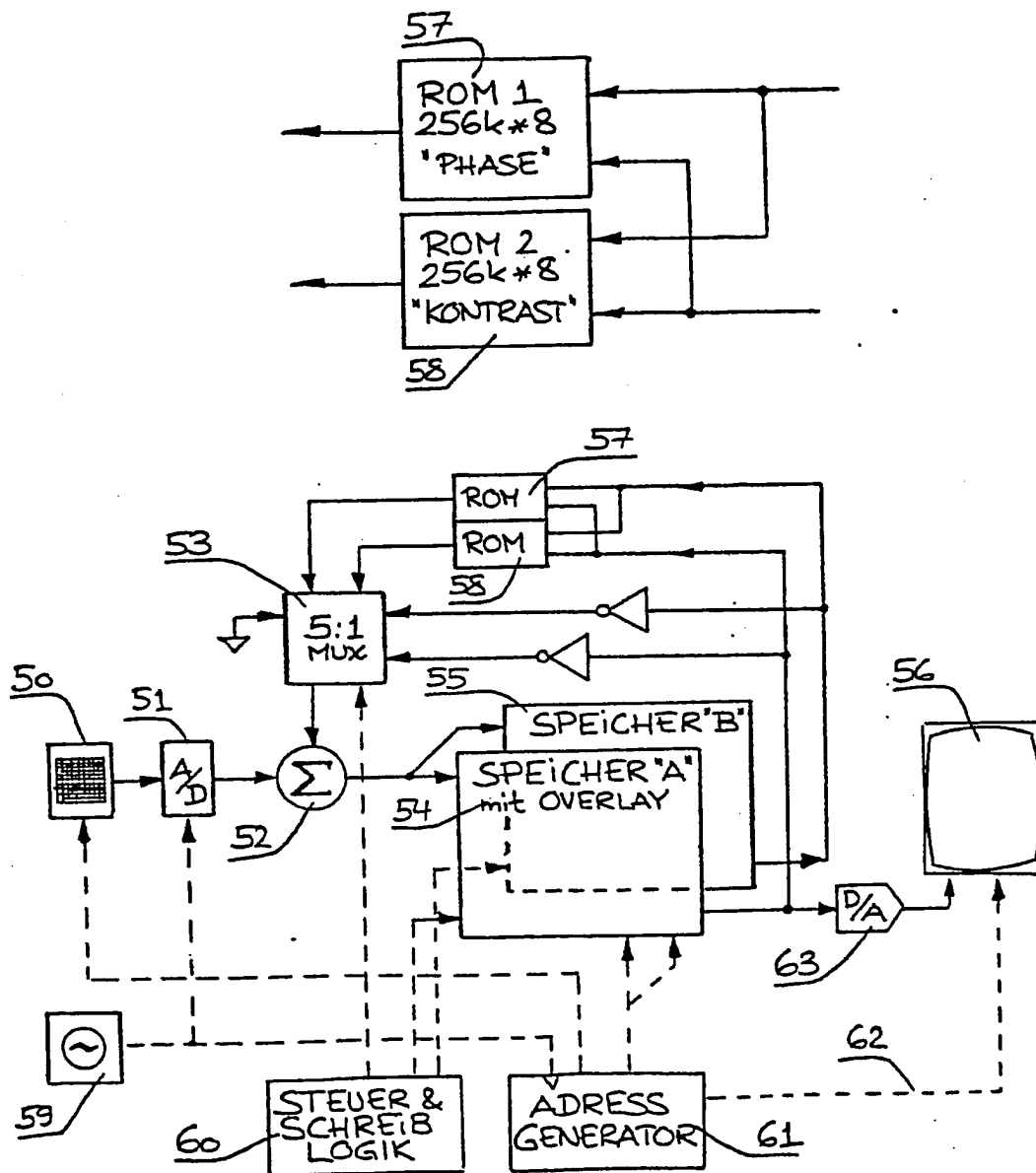


Fig. 5



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**